

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA



**ANÁLISIS DE LA SEÑALIZACIÓN ELECTROENCEFALOGRÁFICA
(EEG) Y ELECTROMIOGRÁFICA (EMG) DE LA LOCOMOCIÓN
HUMANA.**

POR

ANGEL OMAR MARTÍNEZ MATA

**COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA ELÉCTRICA**

ENERO 2016

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



**ANÁLISIS DE LA SEÑALIZACIÓN ELECTROENCEFALOGRÁFICA
(EEG) Y ELECTROMIOGRÁFICA (EMG) DE LA LOCOMOCIÓN
HUMANA.**

POR

ING. ANGEL OMAR MARTÍNEZ MATA

**COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA ELÉCTRICA**

ENERO 2016

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE NUEVO LEON
FACULTAD DE INGENIERIA MECANICA Y ELECTRICA
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Los miembros del Comité de Tesis recomendamos que la Tesis "Análisis de la señalización Electroencefalográficas (EEG) y Electromiográficas (EMG) en la locomoción humana" realizada por el alumno Ángel Omar Martínez Mata, con número de matrícula 1390609, sea aceptada para su defensa como opción al grado de Maestría en Ciencias de la Ingeniería Eléctrica.

El Comité de Tesis



Dra. Griselda Quiroz Compeán
Asesora



Dr. Miguel Ángel Platas Garza
Revisor



Dra. Claudia Patricia Flores Gutiérrez
Revisora

Vo. Bo.

Dr. Simón Martínez Martínez
Subdirector de Estudios de Posgrado

San Nicolás de los Garza, Nuevo León, 7 de Enero de 2016

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer primeramente a mi asesora la Dra. Griselda Quiroz Compeán por todo su apoyo, conocimiento y guía, a lo largo de éste trabajo de tesis.

A su vez agradecer al Dr. Miguel Angel Platas Garza por su conocimiento y aportación como co-asesor de tesis, además a la Dra. Claudia Patricia Flores Gutiérrez por su apoyo en la revisión de la tesis. Cabe agradecer también a todo el grupo de trabajo del área de Mecatrónica del Posgrado de Ingeniería Eléctrica.

Quiero agradecer también a la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (FIME) por los años que me ha aceptado como alumno dentro de sus instalaciones y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo escolar que me brindaron a lo largo de la maestría.

También agradecer a mis compañeros y amigos de carrera Ing. Juan Efraín González Flores, Ing. Manuel Ortiz Salazar e Ing. Mario Aguilera Ruiz por su apoyo escolar y su calidad humana. Sin olvidar a los compañeros de generación Ing. Alejandro Olvera, Ing. Carmen Carmona, Ing. Edgar Cortz, Ing. Esmeralda Rivera, Ing. Héctor Carvajal, Ing. Juan Carlos Ruiz, Ing. Melany Ibarra e Ing. Liliana Pacheco que fue además un de los sujetos de estudio. No puede quedar fuera de los agradecimientos M.C. Luis Mercado.

Finalmente agradecer a mis padres Héctor Gpe. Martínez Sanchez y Lydia Mata Morales que me apoyaron en todo momento desde la decisión de entrar al posgrado hasta la terminación de la tesis, también agradecer a toda mi familia que se alegraban por mi y siempre me dieron ánimos para seguir adelante en los estudios.

*A mis padres
y familia*

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos	iv
1. Introducción	1
1.1. Motivación y justificación	1
1.2. Antecedentes	2
1.3. Definición del problema	5
1.4. Hipótesis	5
1.5. Objetivos	5
1.6. Metodología	6
1.7. Organización del documento	6
2. Aspectos anatómicos y fisiológicos de la locomoción.	7
2.1. Anatomía de miembros inferiores.	8
2.2. Locomoción Humana.	11
2.2.1. Señal EEG	11
2.2.2. Señal EMG	15

2.2.3. Variable cinemática: posición angular.	17
2.2.4. Biomecánica de la caminata	22
3. Procesamiento de señales involucradas en locomoción.	24
3.1. Procesamiento de la señal EEG.	24
3.2. Procesamiento de la señal EMG.	27
3.3. Variables cinemáticas.	29
4. Adquisición de señales y resultados.	32
4.1. Adquisición de señales.	32
4.1.1. Protocolo experimental.	33
4.1.2. Adquisición de la señal EEG.	35
4.1.3. Adquisición de la señal EMG.	36
4.1.4. Adquisición de video.	37
4.2. Resultados.	39
4.2.1. Análisis de la señal EEG.	39
4.2.2. Análisis de señal EMG.	43
4.2.3. Análisis de variable cinemática.	45
5. Conclusiones y trabajo a futuro.	53
5.1. Conclusiones	53
5.2. Trabajo a futuro.	55

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. Sistema Musculo-esquelético.	8
2.2. a) Sistema esquelético. b) Esqueleto de miembros inferiores. c) Ejemplo de huesos en miembro inferior.	9
2.3. a) Sistema muscular. b) Músculos de los miembros inferiores. c) Localización del músculo vastus medialis (azul). d) Localización del músculo biceps femuris (azul).	10
2.4. Anatomía de una neurona, donde se muestra el cuerpo de la neurona, el axón y las dendritas (versión editada de Figura 1.4 en [13]).	12
2.5. Ejemplo de un Potencial de Acción. a) Despolarización. b) Potencial de Acción. c) Repolarización. d) Estado más negativo. e) Potencial en reposo (versión editada de la Figura 1.2 en [13]).	13
2.6. Ejemplos de los tipos de onda en las diferentes bandas de frecuencia. (versión editada de la Figura 1.7 en [13]).	15
2.7. a) Unión neuromuscular. b) Acercamiento de la unión. (versión editada de la Figura 10.10 en [14])	16
2.8. Ejemplo de ubicación de electrodos durante la grabación EMG (fotografía tomada de www.betterhealthpractice.com).	16

2.9. Ejemplo de sistema de referencia espacial absoluto (a) y relativo (b) (versión editada de las Figuras 3.1 y 3.23 en [6]).	18
2.10. Articulación tibiofemoral y sus movimientos en los distintos planos (versión editada de las Figuras 7-2 y 7-2-1 en [10]).	18
2.11. Medición de variable angular durante un ciclo de caminata (versión editada de la Figura 7-4 en [10]).	19
2.12. Movimientos de la cadera en los diferentes planos (versión editada de la Figura 8-12 en [10]).	20
2.13. Movimientos de la cadera en los diferentes planos anatómicos (versión editada de la Figura 8-12 en [10]).	20
2.14. Ciclo de caminata mostrando la fases de apoyo (línea azul) y balanceo (línea negra),(versión editada de la Figura 8-12 en [10]).	22
3.1. Metodología para procesamiento de señal EEG.	25
3.2. Metodología para procesamiento de señal EMG.	27
3.3. Metodología para la obtención de la variable angular.	29
4.1. Ejemplo de la vestimenta utilizada en el experimento y la colocación de las marcas blancas en los sitios de interés.	33
4.2. Fotografía del escenario donde se llevaron a cabo los experimentos. . .	34
4.3. Diagrama esquemático de distribución de electrodos y ejemplo de suje- to de estudios usando el sistema EEG B-Alert X10 de Brain Advanced Monitoring Inc.	35

4.4. Ejemplo de las señales EEG (arriba) y EOG (abajo) donde los recuadros naranja señalan el triple parpadeo usado como señal de cambio de velocidad de caminata.	36
4.5. Electrodo del sistema EMG MP36 colocados en músculo flexor (biceps femoris) y extensor (vastus medialis).	37
4.6. Señal EMG de músculo extensor (arriba) y flexor (abajo) de sujeto 1.	37
4.7. Ubicación de la cámara de video durante el experimento.	38
4.8. Ejemplo de un cuadro de la grabación del experimento, donde el sujeto de estudio realiza una de las actividades del experimento sobre la caminadora.	38
4.9. Segmentación de la señal EEG. Ejemplo de adquisición EEG correspondiente al electrodo C4 (arriba). Señal EOG indicando el cambio de velocidad en la caminata (abajo).	40
4.10. Espectro de frecuencias, donde se muestran las distintas bandas de frecuencias que se presentan en la señal EEG.	40
4.11. Ejemplo del preprocesamiento de la señal EEG correspondiente al electrodo C4 para la banda α . (a) Señal EEG electrodo C4. (b) Espectro de la señal EEG. (c) Filtro Chebyshev tipo 1. (d) Señal filtrada.	41
4.12. Tablas de energía promedio velocidad 1 y 2, sujeto 1.	42
4.13. Tablas de energía promedio velocidad 1 y 2, sujeto 2.	42
4.14. Tablas de energía promedio velocidad 1 y 2, sujeto 3.	42
4.15. Ejemplo del procesamiento de la señal EMG. a) Señal EMG. b) Espectro de frecuencias de la señal EMG. c) Filtro Butterworth pasa altas. d) Filtro Butterworth pasa bajas. e) Envolvente de la señal EMG.	44

4.16. a) Máximos picos de activación. b) Pico promedio.	44
4.17. Ejemplo de cuadro de la grabación del experimento.	45
4.18. Ejemplo de cuadro en escala de grises.	46
4.19. Ejemplo de cuadro binarizado.	47
4.20. Ejemplo de cuadro filtrado.	48
4.21. Ejemplo de cuadro con marcas en los centros regiones.	49
4.22. a) Ángulos sujeto 1. b) Acercamiento de la señal en el cambio de velocidad.	50
4.23. a) Ángulos sujeto 2. b) Acercamiento de la señal en el cambio de velocidad.	51
4.24. a) Ángulos sujeto 3. b) Acercamiento de la señal en el cambio de velocidad.	52

ÍNDICE DE TABLAS

1.1. Cuadro comparativo de los principales trabajos relacionados con caracterización de señales EEG y EMG.	4
2.1. Porcentajes del ciclo del caminata.	23

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 MOTIVACIÓN Y JUSTIFICACIÓN

En el informe mundial sobre la discapacidad 2011 realizado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Banco Mundial (BM) se estima que alrededor del 15 % de la población viven con algún tipo de discapacidad [5]. La encuesta mundial de la salud señala que del total estimado de personas con discapacidad un 2.2 % de la población mundial padece alguna disfunción muy significativa (tetraplejia, depresión o ceguera). En México, la Comisión Nacional de los Derechos Humanos informa que un 5.1 % de la población nacional tiene alguna discapacidad. La encuesta nacional de salud y nutrición 2012 menciona que las discapacidades con mayor prevalencia son: dificultad para caminar, moverse y subir o bajar escaleras [1]. Estas discapacidades motrices pueden deberse a enfermedades crónicas como diabetes, enfermedades cardiovasculares, cáncer y trastornos de salud mental. Siendo la diabetes la que mayor número de traumas en miembros inferiores registra lo que provoca la discapacidad motriz. Debido al aumento en la prevalencia de la diabetes, en los próximos años se prevé que la discapacidad motriz también lo hará. Para estos casos se tienen diversas tecnologías de asistencia como los son las prótesis, órtesis, exoesqueletos, entre otros, por lo que esta investigación busca aportar en el desarrollo de estas tecnologías.

1.2 ANTECEDENTES

El comportamiento de la actividad eléctrica neural se ha venido estudiando años atrás a través de las señales electroencefalográficas (EEG) obtenidas mediante electrodos ubicados en el cráneo. Dichas señales contienen gran información acerca de la actividad neural al momento de la medición. Por su parte las señales electromiográficas (EMG) son mediciones de actividad eléctrica en músculos del cuerpo; mientras que las señales Electrooculográficas (EOG) son causadas por el movimiento de ojos, Reis et al. nos muestran algunos aspectos a considerar para la obtención de las señales neurales, como la selección de electrodos, los artefactos que se pueden presentar en la adquisición, los equipos inalámbricos, entre otros [12]. Después de la medición, el procesamiento de la señal es importante al momento de analizarla por ejemplo, Delorme et al. han desarrollado una herramienta en MATLAB para el procesamiento de señales EEG, el cual sirve para atenuar o eliminar los artefactos que se pueden presentar durante su adquisición [8]. Respecto a los métodos de clasificación, por ejemplo, Bruke et al. estudian la señal EEG con métodos de regresión lineal y análisis de discriminante lineal para la acción de presionar un botón izquierdo o derecho[4]; mientras que Qingguo et al. trabajan con la amplitud y la fase de EEG, también utilizando análisis de discriminante de Fisher, ésta investigación se desarrolló en la toma de decisión imaginaria del movimiento de la mano [15], en ambos trabajos se considera solo EEG y miembros superiores. Aydemir et al. realizan un estudio sobre los estados del sueño con señales EEG y EMG utilizando redes neuronales como método de clasificación [3]. Finalmente Ju et al. trabajan con la señal EMG analizada con diferentes métodos lineales y no lineales, individualmente y combinados, además de un clasificador no lineal [9]. Todos los trabajos mencionados realizaron sus estudios con miembros superiores. Peterson et al. muestran en su trabajo la relación entre señales EEG y EMG utilizando análisis espectral en frecuencia, donde los resultados muestran que parte de la corteza motora hay más actividad de locomoción [11]. Una síntesis de estos desarrollos se puede ver en la

Tabla 1.1, en donde se comparan los trabajos en orden cronológico y de acuerdo con el tipo de señal, pre-procesamiento usado, las características de la señal y la función fisiológica que corresponde. Debido a lo anterior es de interés estudiar las principales señales relacionadas con la locomoción humana a fin de encontrar características relevantes que permitan pronosticar la intención de movimiento de los usuarios de las tecnologías de asistencia para el restablecimiento de la locomoción.

Referencia	Tipo de señal	Pre-procesamiento	Extracción de características	Función fisiológica	Población de estudio
Burke et al. 2005	EEG EOG	Filtro Pasa bajas	AR, ARX	Dedos	Seis
Qingguo et al. 2007	EEG	F. Chebysheve tipo1, Pasa altas	NLR, PLV, AR	Mano	Cinco
Mehrdad el al. 2007	EEG EMG	F.Pasa bajas F. Pasa altas	-	-	-
Akin et al. 2008	EEG EMG	F. Pasa banda F. Butterworth	Onduletas	Dormir	Treinta
AYdemir et al. 2012	EEG EMG EOG	Transformada rápida de Fourier	Raiz cuadrática media, Ajuste Polinomial, Descriptor Hjorth	Cabeza	Tres
Petersen et al. 2012	EEG EMG	F. Pasa altas, F. Pasa bajas	Coherencia relación EEG-EMG	Caminar	Nueve
Ju et al. 2013	EMG	-	AR2, WAMP + DET	Mano	Ocho
Lin et al. 2014	EEG	F. Pasa banda IIR Transf. corta de Fourier	SSVEP	Caminar	Diecinueve

Tabla 1.1: Cuadro comparativo de los principales trabajos relacionados con caracterización de señales EEG y EMG.

1.3 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

El restablecimiento artificial de la locomoción en humanos se ha llevado a cabo gracias a las tecnologías de asistencia, siendo éstas solamente activadas para realizar algunas tareas, sin embargo, la interpretación precisa de la intención de movimiento del usuario depende de las características que sean posibles extraer de las señales neurales y musculares.

1.4 HIPÓTESIS

Con los algoritmos de extracción de características, análisis de las señales EEG y EMG, y además la obtención de variables cinemáticas de articulación tibiofemoral se proporcionaría mayor información sobre la intención de movimiento del usuario.

1.5 OBJETIVOS

- Seleccionar y probar un conjunto de metodologías de procesamiento de señales para la extracción de características que puedan proporcionar información sobre el estado de movimiento de un sujeto de estudio.
- Proponer un esquema para determinar qué electrodos y qué bandas de frecuencias proporcionan mayor información para detectar un cambio en la velocidad de caminata.
- Desarrollar un algoritmo para la extracción de características de las señales EEG y EMG.
- Desarrollar un algoritmo para la obtención de variables cinemáticas de la articulación tibiofemoral.

1.6 METODOLOGÍA

1. Revisión bibliográfica.
2. Selección de aparatos de medición de las señales EEG, EMG y angular.
3. Obtención de las señales EEG, EMG y angular.
4. Pre-procesamiento de las señales para eliminar componentes no deseados.
5. Desarrollar un algoritmo de extracción de características.
6. Desarrollar un algoritmo de variables cinemáticas.
7. Experimentos funcionales.

1.7 ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO

El contenido de este documento está organizado de la siguiente manera: el capítulo 2, contiene una introducción a las señales EEG y EMG que son nuestras señales de estudio. El capítulo 3 describe la obtención y procesamiento de las señales EEG, EMG y angular. El capítulo 4 muestra los métodos para la extracción de características de las señales mencionadas. En el capítulo 5, se resumen los resultados obtenidos de los estudios realizados. Finalmente, en el capítulo 6 se discuten los resultados y las principales conclusiones de este trabajo.

CAPÍTULO 2

ASPECTOS ANATÓMICOS Y FISIOLÓGICOS DE LA LOCOMOCIÓN.

El cuerpo humano es muy complejo de entender sin embargo la ciencia se ha dedicado a ir comprendiendo poco a poco cada uno de los procesos que se desarrollan en él. Éste contiene sistemas los cuales están conectados e interactúan entre sí mediante procesos químicos, impulsos eléctricos, entre otros. Este capítulo presenta una breve síntesis de las características anatómicas y fisiológicas de los miembros inferiores con la finalidad de describir la función de locomoción humana. Además, se discuten las principales señales que dan lugar a la locomoción. La primera de ellas es la señal generada por el cerebro (electroencefalográfica, EEG) que da lugar a la tarea de movimiento. Después, la señal muscular (electromiográfica, EMG) que activa los músculos necesarios para generar la fuerza requerida para mover los miembros inferiores. Finalmente, se discute la señal cinemática con la que se cuantifica el movimiento de los miembros, es decir, la posición angular de las articulaciones de cadera y rodilla durante el ciclo de caminata.

2.1 ANATOMÍA DE MIEMBROS INFERIORES.

El sistema musculo-esquelético ésta formado por el sistema muscular y el sistema osteoarticular, estos permiten al ser humano interactuar con el medio en el que se desenvuelve gracias al movimiento y locomoción. Los principales elementos que lo forman son: huesos, articulaciones y músculos [14].



Figura 2.1: Sistema Musculo-esquelético.

El sistema esquelético tiene como propósito proteger los órganos internos, proporciona enlaces cinemáticos rígidos, uniones de músculos y movimiento al cuerpo. Una de sus principales características es el alto contenido de material inorgánico en su composición lo que le da la dureza, esto hace que el sistema esquelético proporcione soporte al cuerpo humano. Los principales huesos que forman los miembros inferiores son el fémur, la tibia y peroné, tal como se muestra en la Figura 2.2 [14].

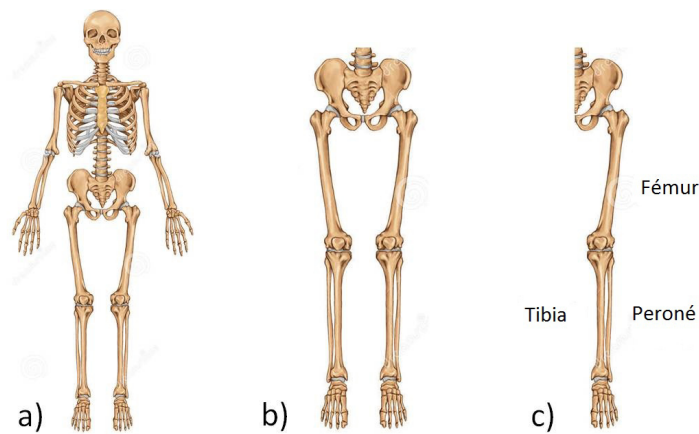


Figura 2.2: a) Sistema esquelético. b) Esqueleto de miembros inferiores. c) Ejemplo de huesos en miembro inferior.

En el sistema muscular se tienen diferentes tipos de músculos los cuales son: cardíaco, blando y esquelético. El músculo esquelético se une a los huesos por medio de tendones, este tipo de músculo es el tejido más abundante en el cuerpo humano ya que compone aproximadamente el 45 % del cuerpo humano, los músculos esqueléticos están conformados en pares para los lados derecho e izquierdo del cuerpo. También son los encargados de proporcionar fuerza a los huesos para que con actividad dinámica se logre la locomoción y otros movimientos corporales. Los músculos en los miembros inferiores se pueden dividir en músculos de muslo, pierna y pie, donde en los músculos del muslo se encuentran el vastus medialis (músculo extensor) y el biceps femoris (músculo flexor) entre otros (ver Figura 2.3).

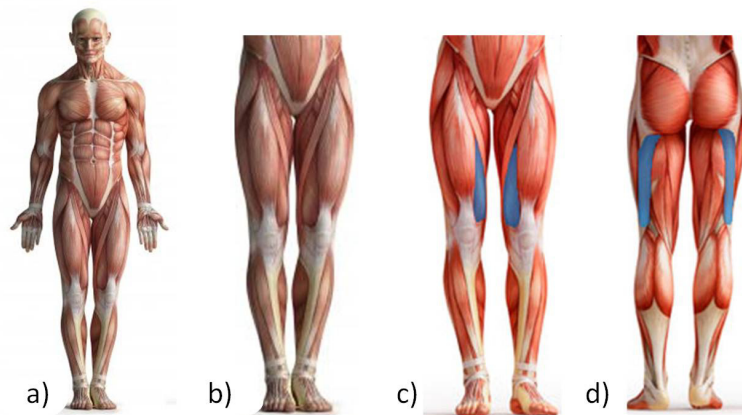


Figura 2.3: a) Sistema muscular. b) Músculos de los miembros inferiores. c) Localización del músculo vastus medialis (azul). d) Localización del músculo biceps femoris (azul).

2.2 LOCOMOCIÓN HUMANA.

La locomoción humana es una tarea que consiste en el desplazamiento del cuerpo humano, esto resulta de una interrelación de funciones neurales, musculares y de las articulaciones. Es posible cuantificar cada una de estas funciones a través de la estimación o medición de algunas señales involucradas. Por ejemplo, la actividad eléctrica de neuronas y músculos y el desplazamiento angular de las articulaciones. A continuación se describen las principales características de estas señales, así como sus principales formas de medición [10].

2.2.1 SEÑAL EEG

Del cerebro se envían millones de instrucciones al cuerpo humano, estas instrucciones se llevan a cabo mediante impulsos eléctricos producidos por las neuronas, para monitorear la actividad neural que el cerebro envía a las diferentes partes del cuerpo existen varios métodos uno de los más usados es el electroencefalograma. El electroencefalograma es la grabación de la actividad eléctrica neuronal que sucede en el cerebro. Uno de los primeras primeras grabaciones de la actividad neural en forma eléctrica fue realizado por el científico Richard Caton en 1875 utilizando un galvanómetro y dos electrodos sobre el cuero cabelludo. [13]

La actividad eléctrica se da entre las células que conforman el sistema nervioso central, éstas se comunican con los impulsos eléctricos que la célula genera por acción del intercambio de los iones de sodio y potasio que sucede en el cuerpo de la célula, éstos viaja a través del axón el cual está recubierto por la capa de mielina, que permite la transmisión del impulso a largas distancias gracias a su efecto de aislante, también en el axón se encuentran los nodos de Ranvier que son pequeñas aberturas de la capa de mielina, los cuales permite que la información viaje a mayor velocidad y finalmente llega a las dendritas para encontrar comunicación con otras

dendritas y así transportar la información (ver Figura 2.4), a esta información se le llama potencial de acción. Durante el intercambio de los iones de sodio y potasio el potencial de la membrana celular se despolariza, es decir, cambia el valor de su potencial en el interior de la célula ya que los canales de sodio/potasio están abiertos, dando como resultado un pico positivo, después el potencial se repolariza, es decir, se cierran los canales sodio/potasio y el potencial trata de volver a su valor en reposo, sin embargo durante este momento se vuelve más negativo que el potencial de descanso para luego pasar a su estado normal, esto sucede dentro de 6 milisegundos como se muestra en la Figura 2.5.

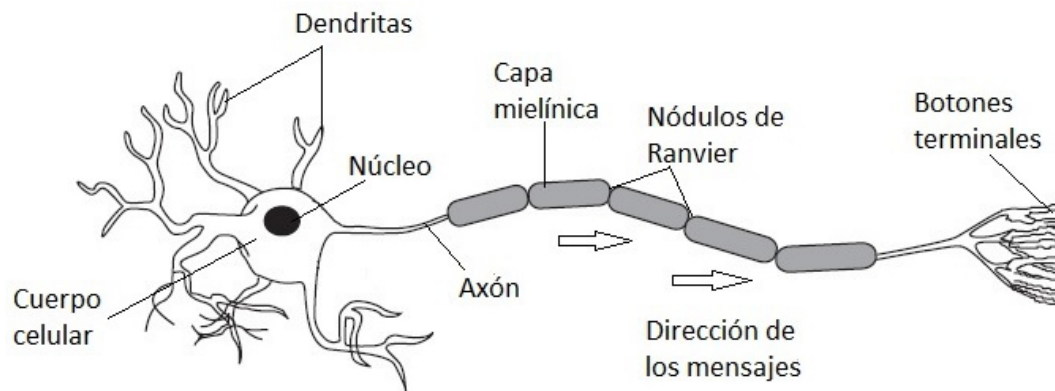


Figura 2.4: Anatomía de una neurona, donde se muestra el cuerpo de la neurona, el axón y las dendritas (versión editada de Figura 1.4 en [13]).

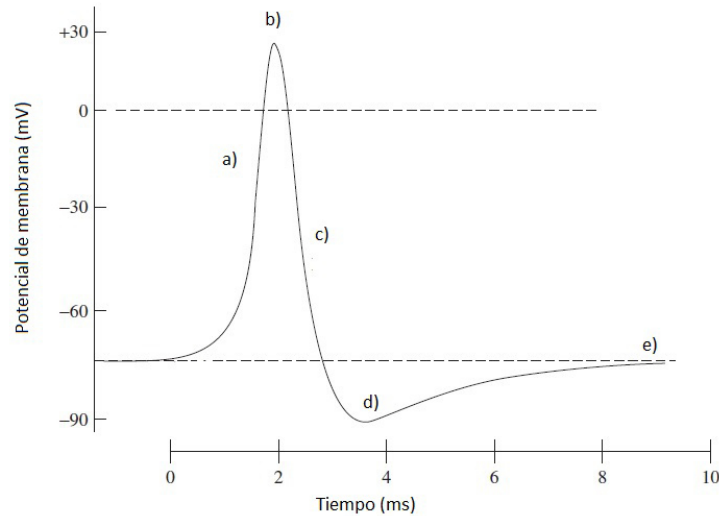


Figura 2.5: Ejemplo de un Potencial de Acción. a) Despolarización. b) Potencial de Acción. c) Repolarización. d) Estado más negativo. e) Potencial en reposo (versión editada de la Figura 1.2 en [13]).

A lo largo de la activación de las neuronas se producen corrientes en las dendritas que generan campos eléctricos sobre el cuero cabelludo, los cuales son medibles dando lugar a la señal EEG. Para la grabación de esta señal se puede obtener en tres de las capas que conforman la cabeza humana: son el cerebro, el cráneo y el cuero cabelludo; sin embargo, la menos invasiva es en cuero cabelludo para realizar las grabaciones.

El cerebro está compuesto por tres principales regiones: tronco cerebral, cerebelo y cerebro; estas regiones tienen actividades distintas, el cerebro se encarga de las regiones para el inicio de movimiento, conciencia de la sensación, análisis complejo y expresión de emociones y comportamiento. El cerebelo coordina los movimientos voluntarios de los músculos y mantiene el equilibrio de la persona. El tronco cerebral controla funciones involuntarias como la respiración, la regulación del corazón y los biorritmos. Esto da lugar a las investigaciones relacionadas con éstas funciones por lo que las señales EEG son de suma importancia para entender la actividad neural.

Durante las investigaciones de la señal EEG se descubrió que existen bandas de frecuencias las cuales tienen características que pueden cambiar con la edad de la persona. Estas bandas de frecuencia son llamadas delta (δ), theta (θ), alfa (α) y beta (β), sus valores van desde 0.5 hasta 30 Hz, gamma (γ) es para definir las frecuencias arriba de 30Hz.

La banda δ captura las frecuencias que van de 0.5 a 4 Hz, esta señal es enviada desde el interior del cerebro y se asocia con el sueño profundo y el estado de vigilia, al ser señales generadas en el centro del cerebro llegan con gran atenuación por lo que es posible que sean confundidas con los movimientos de músculos de cuello y mandíbula.

La banda θ está contenida en las frecuencias de 4 a 8 Hz, en estas ondas se concentra la inspiración creativa, meditación profunda y el material inconsciente. Es una banda que juega un importante rol en la niñez y se examinan los cambios que hay en ella con el paso del tiempo para estudios de maduración y emocionales.

Las frecuencias de 8 a 13 Hz son relacionadas con la banda α se presentan cuando el individuo está en una conciencia completamente relajada sin nada de atención ni concentración. Con los ojos cerrados se producen ondas α por lo que se dice es un patrón de espera o exploración producido por las regiones visuales del cerebro. El origen y significado fisiológico aún es desconocido.

De 13 a 30 Hz se encuentra la banda de frecuencia β , estas ondas son asociadas al pensamiento y atención activa en el mundo exterior y la resolución de problemas complejos, éstas se encuentran en las regiones central y frontal del cerebro, la onda β central puede ser bloqueada o anulada por los movimientos motrices o estimulación táctil. En la Figura 2.6 se muestra un diagrama de las principales bandas [13].

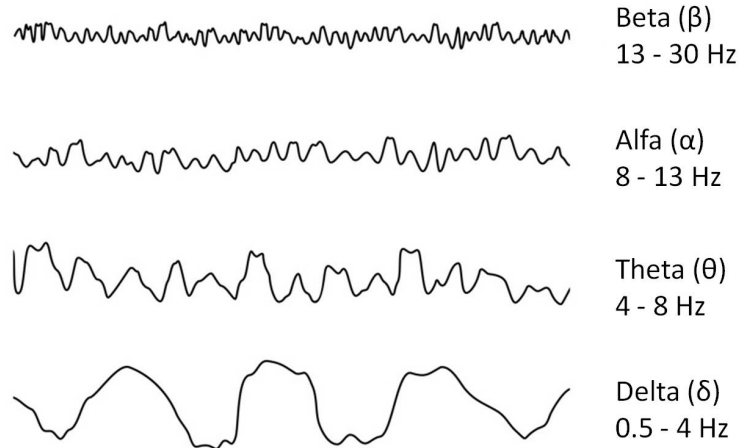


Figura 2.6: Ejemplos de los tipos de onda en las diferentes bandas de frecuencia. (versión editada de la Figura 1.7 en [13]).

En general, la señal EEG es una señal eléctrica de amplitud entre $\pm 100\mu\text{V}$ y tiene un rango de frecuencias entre 0.5 y 30 Hz.

2.2.2 SEÑAL EMG

Al igual que las células cerebrales las cuales se comunican mediante impulsos eléctricos, las fibras musculares también utilizan los potenciales de acción para la transmisión de información. Los músculos tienen una estructura muy organizada y está formada por fibras musculares agrupadas y unidas a un nervio que transmite la información de la acción a realizar. A esta unión se llama unión neuromuscular y es la encargada de controlar la actividad de un conjunto de fibras musculares agrupadas (Ver Figura 2.7). Para la grabación de la actividad eléctrica que se desarrolla en los músculos se emplea el Electromiograma (EMG), colocando un electrodo sobre el músculo específico sobre el que se desea obtener su registro, generalmente en el músculo que estará activo durante la grabación, como lo muestra la Figura 2.8.

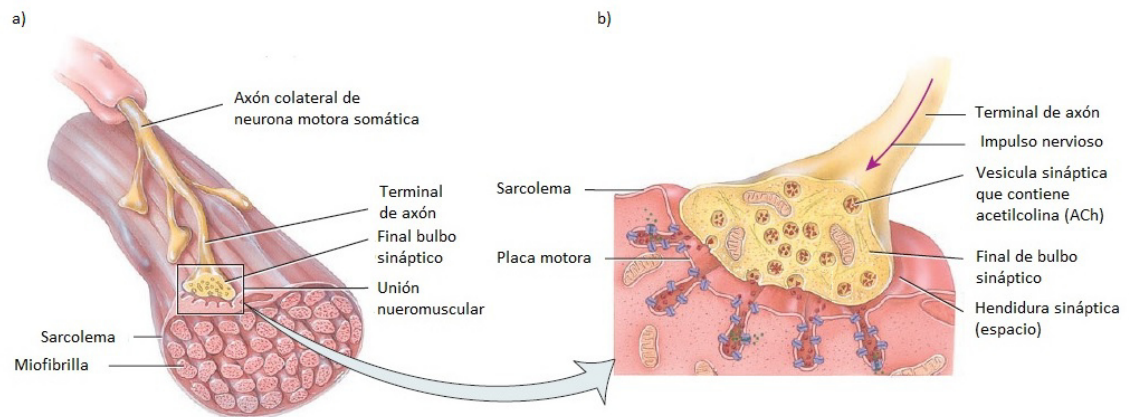


Figura 2.7: a) Unión neuromuscular. b) Acercamiento de la unión. (versión editada de la Figura 10.10 en [14])

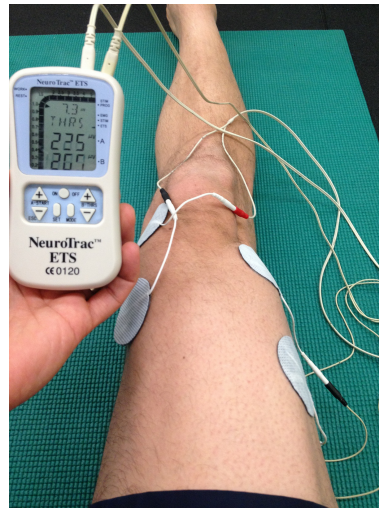


Figura 2.8: Ejemplo de ubicación de electrodos durante la grabación EMG (fotografía tomada de www.betterhealthpractice.com).

En general, la señal EMG es una señal eléctrica de amplitud ± 1 mV y tiene un rango de frecuencias entre 5 y 2000 Hz.

2.2.3 VARIABLE CINEMÁTICA: POSICIÓN ANGULAR.

Los movimientos del cuerpo se estudian y analizan para encontrar patrones en el comportamiento de las extremidades en distintas actividades. La cinemática es el término utilizado para la descripción del movimiento sin importar las fuerzas que lo generan, simplemente se encarga de los detalles del movimiento ya sean desplazamientos lineales o angulares, velocidades y aceleraciones siendo éstas las variables cinemáticas.

Para detallar el movimiento de un cuerpo es necesario tener un sistema de referencia espacial absoluto que indica en que posición se encuentra respecto al espacio de referencia, en la Figura 2.9(a) se muestran los planos sagital (divide el cuerpo humano en lateral izquierda y derecha), transversal (divide en parte superior e inferior) y frontal (divide en zona anterior y posterior). Un sistema de referencia relativo describe la posición de una extremidad con respecto a otra (ver Figura 2.9(b)).

La articulación de la rodilla es quizá la unión más compleja del cuerpo humano, facilita posiciones y movimientos del cuerpo, también proporciona los momentos necesarios para las distintas actividades que se llevan a cabo con la pierna. La articulación de la rodilla está compuesta por dos grandes huesos que son el fémur y la tibia, ésta articulación es también llamada tibio-femoral y tiene movimiento en los 3 planos anatómicos [6].

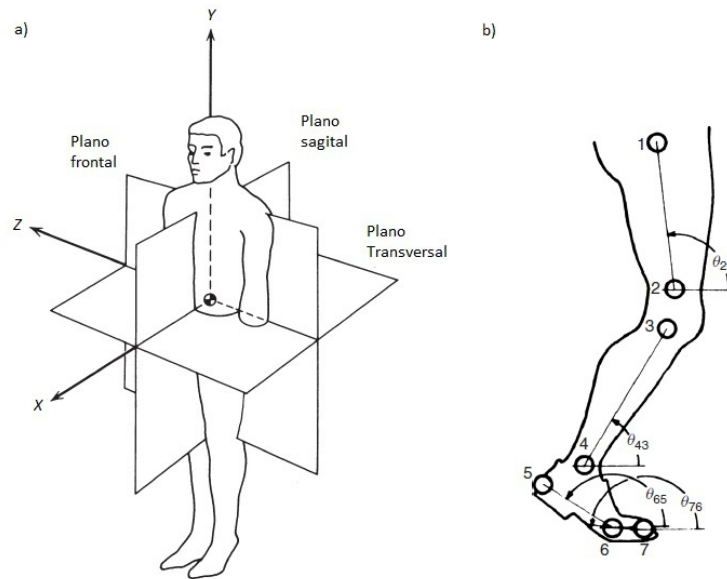


Figura 2.9: Ejemplo de sistema de referencia espacial absoluto (a) y relativo (b) (versión editada de las Figuras 3.1 y 3.23 en [6]).

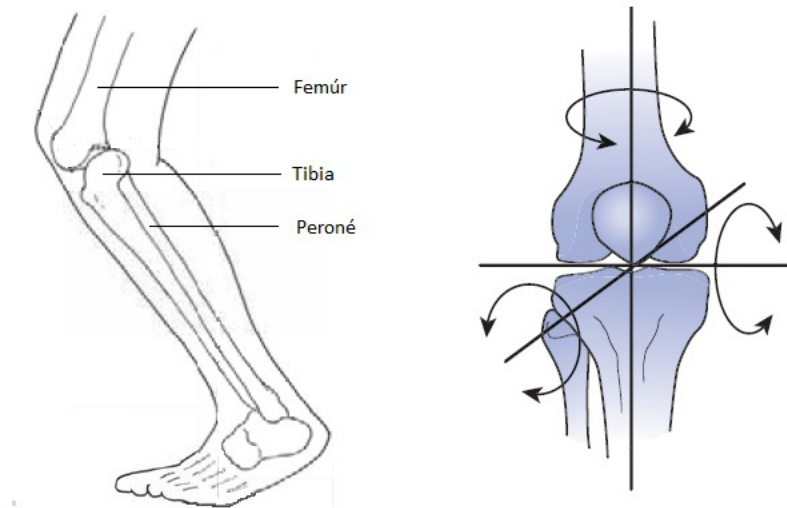


Figura 2.10: Articulación tibiofemoral y sus movimientos en los distintos planos (versión editada de las Figuras 7-2 y 7-2-1 en [10]).

La articulación tibio-femoral realiza diversas actividades físicas en las cuales se puede apreciar el movimiento en los distintos planos; sin embargo en el plano sagital es donde hay mayor movimiento. Este movimiento se mide con el desplazamiento angular que hay entre los huesos fémur y tibia, dicho desplazamiento va desde 0° hasta 117° . La caminata es una de las actividades en la que se ha medido la variable angular de esta articulación, la cual va desde 0° hasta 67° como se muestra en la Figura 2.11.

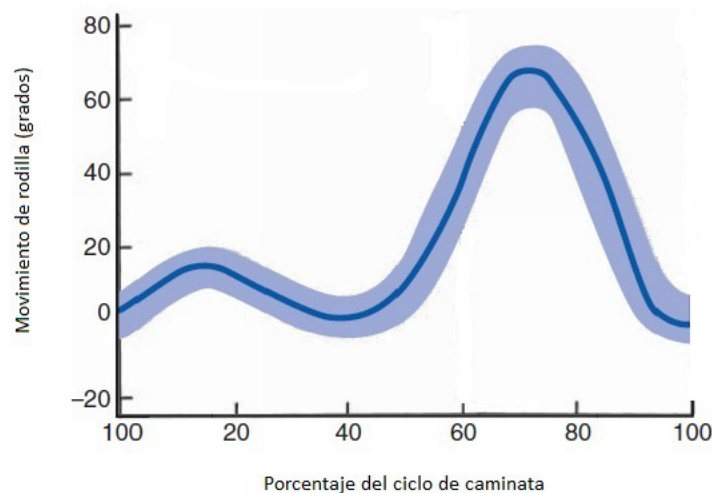


Figura 2.11: Medición de variable angular durante un ciclo de caminata (versión editada de la Figura 7-4 en [10]).

También ha sido estudiada la cinemática de la articulación de cadera, ella soporta el peso de la parte superior del esqueleto. La cadera también tiene movimiento en los 3 planos anatómicos, en el plano sagital el movimiento puede ir de 0° a 140° , mientras que en el frontal va de 0° a 30° y de 0° a 90° en el transversal (Figura 2.12).

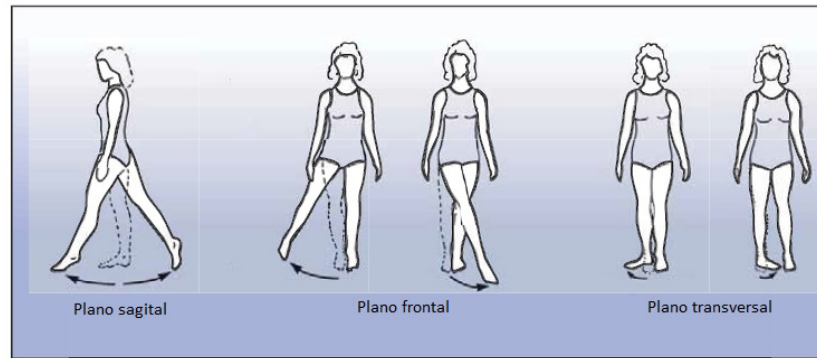


Figura 2.12: Movimientos de la cadera en los diferentes planos (versión editada de la Figura 8-12 en [10]).

La articulación de la cadera tiene mayor movimiento en el plano sagital. Se ha analizado la amplitud de movimiento de la cadera durante actividades diarias como la caminata, y se sabe que la flexión máxima es de 35° a 40° . En la Figura 2.13 se muestra la evolución de la variable articular de la cadera en el plano sagital durante la caminata.

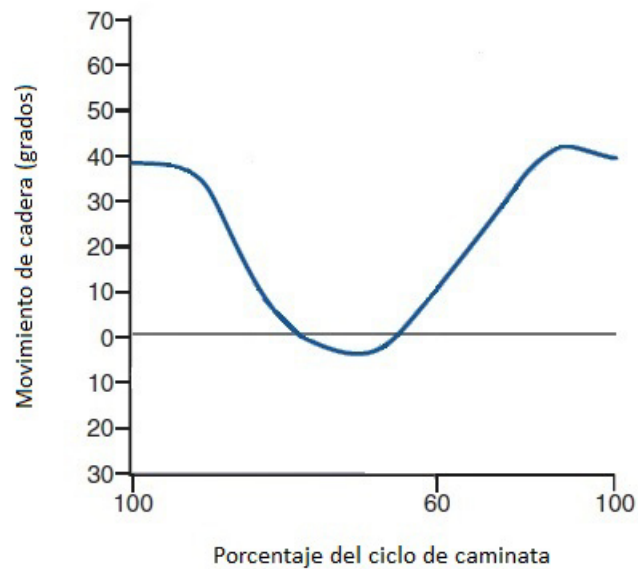


Figura 2.13: Movimientos de la cadera en los diferentes planos anatómicos (versión editada de la Figura 8-12 en [10]).

Los desplazamientos angulares de la rodilla y la cadera son ejemplos de variables cinemáticas que pueden ser medidas en el cuerpo humano utilizando múltiples metodologías, por ejemplo en [2] se utiliza un dispositivo externo, el cual es una silla modificada para la medición estable de la unión de la rodilla en el plano frontal y en [7] se utiliza una combinación de acelerómetros y giroscopios para la medición del ángulo de la rodilla en el plano sagital.

2.2.4 BIOMECÁNICA DE LA CAMINATA

La caminata es una tarea funcional que requiere de interacciones complejas y coordinación de las principales articulaciones del cuerpo, especialmente de las extremidades inferiores, esta tarea se divide en dos fases corporales los cuales son el apoyo y el balanceo (Figura 2.14) [10].

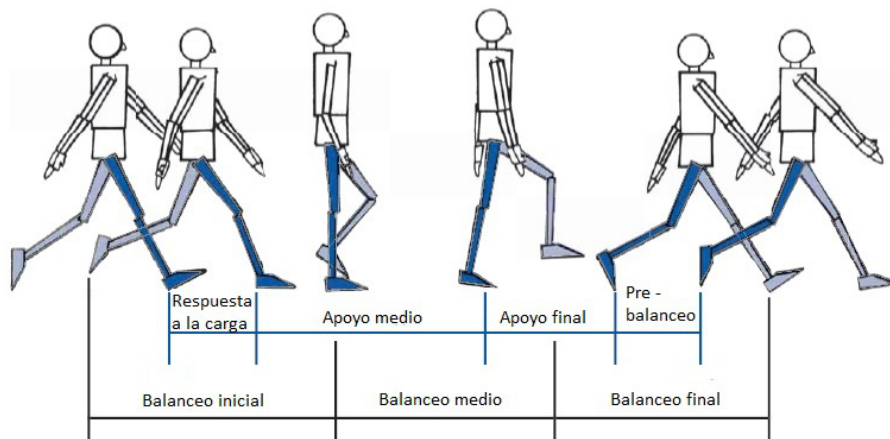


Figura 2.14: Ciclo de caminata mostrando la fases de apoyo (línea azul) y balanceo (línea negra),(versión editada de la Figura 8-12 en [10]).

La fase de apoyo ocupa el 60 % del ciclo de caminata, la cual está marcada por dos eventos y dividido en 4 periodos. El primer evento que indica el inicio de fase de apoyo es cuando el talón hace contacto con el suelo, inmediatamente inicia el primer periodo llamado respuesta a la carga definido a partir de que la planta del pie está en contacto con el suelo y éste acepta la carga del cuerpo. Enseguida continúa el periodo de apoyo medio, en el cual la tibia rota sobre el pie de apoyo en dirección de la caminata. Después de esto, sigue el periodo de apoyo final en donde el peso que soportaba la parte trasera del pie es transferido a la parte media y delantera, posteriormente el peso se transfiere a la extremidad colateral, a este momento se le denomina pre-balanceo, el cual termina con el segundo evento que marca a su vez el final de la fase de apoyo y es cuando los dedos del pie se despegan por completo del suelo.

La fase de balanceo es el 40 % restante del ciclo de caminata. Esta fase está compuesta por tres periodos, el primero de ellos es el balanceo inicial, comienza desde el despegue de los dedos del pie hasta que el pie contrario comienza su fase de apoyo. Después de esto sigue el balanceo medio y éste termina cuando la tibia se encuentra en posición vertical. Finalmente, el último periodo es el balanceo final y este termina con el contacto del talón en el suelo. En la Tabla 2.1 se muestra una síntesis de los periodos y sus correspondientes porcentajes en el ciclo de caminata.

Ciclo de caminata (100 %)	
Fase de apoyo (60 %)	Fase de balanceo (40 %)
Respuesta a la carga (0 % - 10 %)	Balanceo inicial (60 % - 70 %)
Apoyo medio (10 % - 30 %)	Balanceo medio (70 % - 85 %)
Apoyo final (30 % - 50 %)	
Pre-balanceo (50 % - 60 %)	Balanceo final (85 % - 100 %)

Tabla 2.1: Porcentajes del ciclo del caminata.

CAPÍTULO 3

PROCESAMIENTO DE SEÑALES INVOLUCRADAS EN LOCOMOCIÓN.

Como se discutió en el capítulo anterior, es posible tener una estimación de las principales funciones neuromusculares que dan lugar a la caminata. Sin embargo, la naturaleza de las señales relacionadas representan un reto para la interpretación de sus funciones. Por tal motivo, a fin de contar con una cuantificación representativa de las señales neural, muscular y cinemática, en este capítulo se describen las principales metodologías de procesamiento utilizadas en esta investigación.

3.1 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL EEG.

La medición de la señal EEG permite conocer la actividad neural durante actividades de interés. En el caso particular de este trabajo, la actividad de interés es la locomoción. De acuerdo con resultados experimentales [12], las actividades motrices son comandadas por la corteza cerebral, región localizada en la parte superior de la cabeza. Por lo cual, es de esperarse que durante la caminata, la actividad neural sea “mayor” en esta región que en otras regiones del cerebro. Para cuantificar esta noción de tamaño en la actividad neural, en este trabajo se propone hacer un estudio sobre la energía contenida en cada uno de los electrodos usados para medir la activi-

dad neural en distintas regiones del cerebro durante episodios de locomoción. Para ello se llevó a cabo la metodología de procesamiento esquematizada en al Figura 3.1 cada etapa del proceso se describe a continuación:

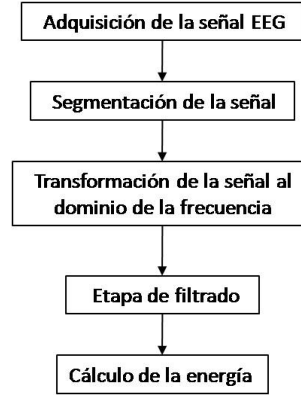


Figura 3.1: Metodología para procesamiento de señal EEG.

- Segmentación. En esta etapa la señal adquirida es separada de acuerdo con las actividades motrices que se hayan realizado durante el tiempo de captura de la señal. Para hacer esto, es necesario contar con un indicador externo que indique en qué tiempo cambia la actividad motriz.
- Transformada de Fourier. Una vez que la señal ha sido segmentada. Cada uno de los segmentos es transformado al dominio de la frecuencia haciendo uso de la transformada de Fourier.

$$Y(k) = \sum_{j=1}^n X(j)Wn^{(j-1)(k-1)} \quad (3.1)$$

donde $Wn = e^{(-2\pi i)/n}$ es el factor de giro. Después de esto, se obtiene el espectro de frecuencias de cada señal, esto es $P = |g(\omega)|^2$

- Filtrado de Frecuencias. Como se discutió en el capítulo anterior, los intervalos (también llamadas bandas) de frecuencias relacionadas con la locomoción son α (8-13 Hz) y β (13-30 Hz). Con la finalidad de tener espectros de frecuencia solo en dichas bandas de interés, se utilizó un filtro Chebyshev de primer orden. El filtro Chebyshev tiene una respuesta a la frecuencia dada por la siguiente ecuación:

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 \cdot T_N^2\left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)} \quad 0 \leq \varepsilon \leq 1 \quad (3.2)$$

donde ε es el factor de ondulación, N es el orden del filtro, Ω_c es la frecuencia de corte, Ω es la frecuencia analógica compleja ($\Omega = j\omega$), ω es la frecuencia angular expresada en *rad/s* y T_N es el polinomio de chebyshev definido por:

$$T_N(x) = \begin{cases} \cos(N \cdot \cos^{-1} x) & |x| \leq 1 \\ \cosh(N \cdot \cosh^{-1} x) & |x| > 1 \end{cases} \quad (3.3)$$

- Cálculo de energía. Teniendo el espectro de Fourier filtrado en las bandas deseadas se calculó la energía que hay en ellas con la formula:

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n X^2(i) \quad (3.4)$$

donde X es la entrada de las frecuencias de la banda. El cálculo de la energía se puede obtener también directamente de los coeficientes de la FFT.

3.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL EMG.

Con la finalidad de tener un estimado de la máxima amplitud de la envolvente de la señal muscular durante actividades de locomoción, se propone un esquema de procesamiento de esta señal para encontrar sus amplitudes máximas.

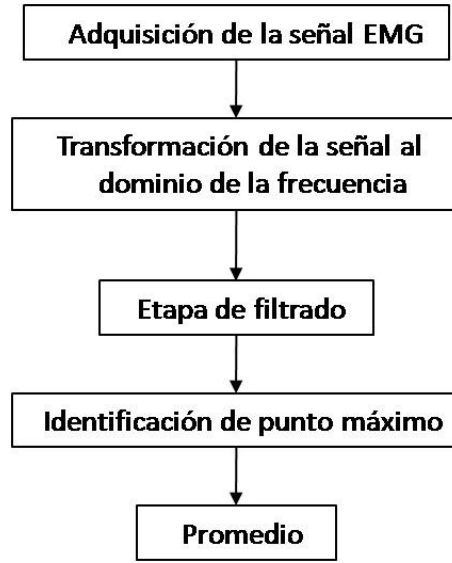


Figura 3.2: Metodología para procesamiento de señal EMG.

- Envolvente. A la señal EMG se le aplicó la FFT para obtener su espectro de frecuencias (ecuación 1), seguido de un filtro pasa altas butterworth de quinto orden y después continuar con un filtro pasa bajas butterworth de quinto orden. El filtro butterworth tiene como función de transferencia:

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}} \quad (3.5)$$

donde N es el orden del filtro, Ω_c es la frecuencia de corte, Ω es la frecuencia analógica compleja ($\Omega = j\omega$)

- Pico máximo. De la envolvente resultante se busco el punto máximo que existe en la señal durante todo el tiempo del experimento, identificando el punto máximo y tomando el pico/onda que lo incluye.
- Promediado. Los picos máximos se obtuvieron de los 10 experimentos que se realizaron bajo las mismas condiciones, estos datos fueron promediados para obtener el pico promedio que caracteriza la actividad muscular al momento de la caminata.

3.3 VARIABLES CINEMÁTICAS.

La estimación del ángulo entre la tibia y el fémur se realizó mediante procesamiento de video. Para hacer esto se establecieron marcas en las articulaciones de interés (tobillo, rodilla y cadera). El esquema general de procesamiento de video se muestra a continuación:

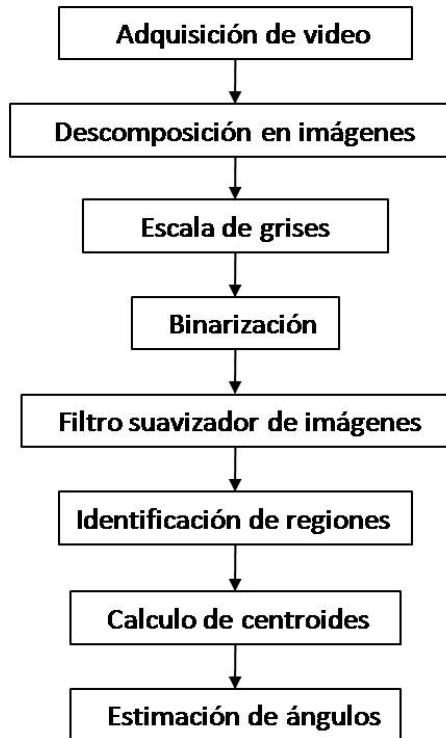


Figura 3.3: Metodología para la obtención de la variable angular.

- Descomposición en imágenes. Para un correcto procesamiento, el video que se obtiene en los experimentos se descompone en imágenes, para este caso particular son 29 cuadros por segundo, la información es almacenada en un vector de imágenes. Cada imagen es una matriz $I(x, y)$ de M filas y N columnas ($M \times N$), donde cada elemento de la matriz es un pixel. Cada pixel contiene la información de la intensidad de color de la imagen.

- Escala de grises. Con la finalidad de detectar las marcas establecidas en las uniones de interés, las imágenes del video se transforman a la escala de grises. En la escala de grises el valor del pixel es normalizado donde 0 representa el color negro y el 1 el color blanco entre ellos estan las distintas tonalidades de gris.
- Binarización. Las imágenes en escala de grises pueden pasar por el proceso de binarización, lo anterior especificando el nivel de iluminación en el pixel. Se tomo en cuenta el color de las marcas deseadas de tal forma que éstas quedarán en color blanco y facilitar el cálculo del ángulo. El criterio que se consideré es el siguiente, si el valor del pixel es mayor que el nivel de iluminación entonces será color blanco y de lo contrario será de color negro.
- Filtro suavizador. La imagen binarizada presenta algunos falsos blancos donde no estan localizadas las marcas, pueden ser provocados por un destello de luz o brillo en la ropa con el movimiento, para corregir estos pequeños errores, se utilizó un filtro suavizador, el cual funciona con una máscara que hace un barrido sobre la imagen y va promediando los pixeles dentro de ella y asigna un nuevo valor al pixel central con esto elimina a los pixeles blancos que aparecen como falsas regiones. La expresión del filtro suavizador es la siguiente:

$$P = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j * I \quad (3.6)$$

donde P es el valor del pixel filtrado, Z_j es la magnitud del filtro seleccionado, N es el número total de pixeles que componen el filtro suavizador, I es la imagen a filtrar y el operador $*$ es de convolución.

- Identificación de regiones. Al tener las imágenes binarizadas incluidas las marcas en blanco, se inicia la identificación de las marcas como regiones, en este caso fueron 3 regiones las que identificó.

- Cálculo del centroide. Identificadas las regiones que nos interesan, se calculó el centro de estas regiones, el cual corresponde al centro de masa de la región y está dado por la ecuación:

$$C_r(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^n I_j P_j \quad (3.7)$$

donde C_r son las coordenadas del centro de la región, M es la intensidad total de la región, I_j es la intensidad del pixel j -ésimo, n representa la cantidad total de pixeles de la región y P_j es la posición del pixel en el sistema de referencia de la imagen adquirida.

- Estimación de ángulo. Con los tres puntos obtenidos, los cuales representan el centro de las regiones de interés, por medio de la ley de cosenos se calcula el ángulo que se forma entre los huesos tibia y fémur para cada imagen a lo largo de todo el experimento:

$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cdot \cos \gamma \quad (3.8)$$

donde los a es la longitud del fémur, b es la longitud de la tibia, c es la distancia entre la cadera y el tobillo, y γ es el ángulo formado entre la tibia y el fémur.

En el siguiente capítulo se muestra la aplicación de las metodologías anteriormente discutidas para obtener las características de las señales EEG y EMG durante tareas de locomoción, así como la estimación de las variables cinemáticas de interés.

CAPÍTULO 4

ADQUISICIÓN DE SEÑALES Y RESULTADOS.

Este capítulo aborda el procedimiento que se llevó a cabo para la adquisición de las señales EEG, EMG y video, así como los datos obtenidos del experimento para cada señal durante las diferentes actividades. Además se muestran los resultados de las señales de acuerdo con las metodologías expuestas en el capítulo anterior.

4.1 ADQUISICIÓN DE SEÑALES.

Una parte importante de este trabajo es la adquisición correcta de las señales de interés, por lo que se preparó un experimento para obtener las tres señales al mismo tiempo, los detalles se presentan a continuación.

4.1.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.

Para la realización del experimento participaron 3 sujetos sanos (promedio 29 años) los cuales no presentaban alguna discapacidad motriz. Adicional a esta condición física el sujeto se presentó con el cabello limpio sin ningún tipo de fijador, gel o cera, esto con la finalidad que no provocara ruido en la grabación de la señal EEG.

Se pidió también que los sujetos a participar en el experimento vistieran con ropa oscura ya que se les colocaron marcas blancas en el plano sagital de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera; con la finalidad de facilitar el calculo de la variable angular formada por tibia y fémur a través de la adquisición de video (ver Figura 4.1).



Figura 4.1: Ejemplo de la vestimenta utilizada en el experimento y la colocación de las marcas blancas en los sitios de interés.

El escenario para el experimento incluyó una caminadora XTERRA trail racer 3.0, un sistema EEG de Advanced Brain Monitoring, un sistema EMG de BIOPAC. El experimento fue grabado con una cámara de video Sony Handyman HDR-CX190, cabe mencionar que se adecuó un fondo oscuro para evitar falsos de iluminación, lo anterior se puede observar en la Figura 4.2.



Figura 4.2: Fotografía del escenario donde se llevaron a cabo los experimentos.

El experimento consiste de realizar 2 actividades de caminata a diferentes velocidades sobre la caminadora. la actividad 1 es una caminata lenta a una velocidad de 4 mph y la actividad 2 es una caminata a mayor velocidad pero sin llegar a ser considerada trote de 6 mph, cada actividad con una duración de 1 minuto. En el experimento el sujeto parte del reposo y comienza la actividad 1, seguido de la actividad 2, después se repite la actividad 1 y finaliza el experimento después de 3 minutos. Durante el experimento al sujeto se le avisaba verbalmente del cambio de velocidad en la caminadora, el sujeto parpadea 3 veces para indicar el cambio de ac-

tividades y el final del experimento. Cada sujeto realizó el experimento 10 veces, con un reposo de un minuto y medio entre cada repetición para no presentar cansancio.

A continuación se presentan los datos que se obtuvieron en el experimento, la grabación de las señales EEG, EMG y video, que son las señales de estudio de este trabajo.

4.1.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EEG.

La adquisición de la señal EEG durante el experimento se realizó con el sistema B-Alert X10 de Advanced Brain Monitoring, con una frecuencia de muestreo de 256 Hz, este dispositivo cuenta con la adquisición inalámbrica de señales EEG, EOG y ECG (electrocardiográficas). El sistema cuenta con 9 canales monopoles de EEG los cuales están ubicados en las regiones frontal (Fz, F3 y F4), central (Cz, C3 y C4) y parietal-occipital (POz, P3 y P4). La Figura 4.3 nos muestra la distribución de los electrodos y el sistema B-Alert X10 implementado en el sujeto de prueba.



Figura 4.3: Diagrama esquemático de distribución de electrodos y ejemplo de sujeto de estudios usando el sistema EEG B-Alert X10 de Brain Advanced Monitoring Inc.

Como se mencionó en el capítulo anterior, la señal EEG es segmentada para el análisis individual de las actividades que se realizaron en el experimento, esto se realiza mediante un indicador externo el cual es el triple parpadeo que se realiza al final de cada actividad. La figura 4.4 nos muestra la señal EEG y la EOG, en la cual indica donde se realizará la segmentación de la señal EEG.

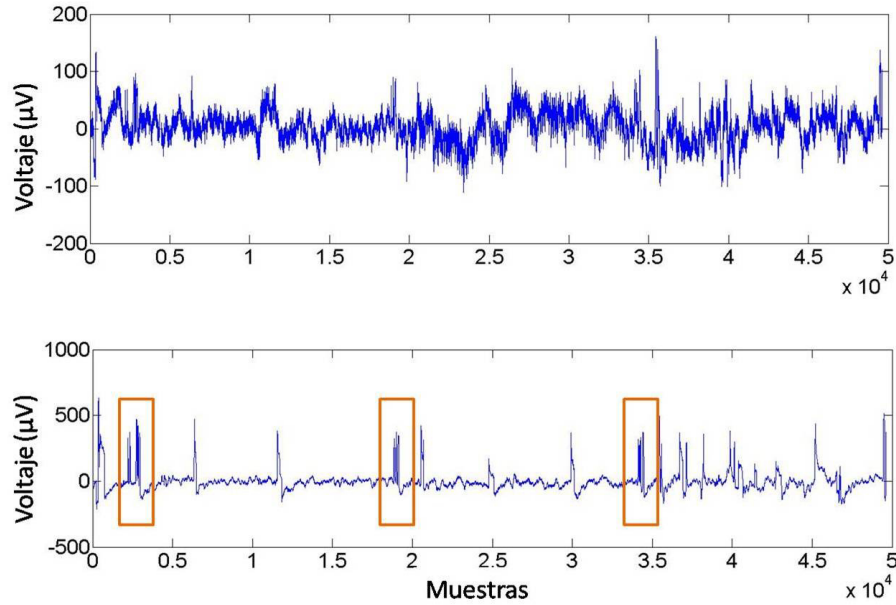


Figura 4.4: Ejemplo de las señales EEG (arriba) y EOG (abajo) donde los recuadros naranja señalan el triple parpadeo usado como señal de cambio de velocidad de caminata.

4.1.3 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG.

Para la obtención de la señal EMG se utilizó el sistema MP36 de BIOPAC con una frecuencia de muestro de 1000 Hz. Las mediciones se hicieron en dos músculos de la pierna: un músculo flexor (biceps femuris) y un músculo extensor (vastus medialis) (Ver Figura 4.5).



Figura 4.5: Electrodos del sistema EMG MP36 colocados en músculo flexor (biceps femoris) y extensor (vastus medialis).

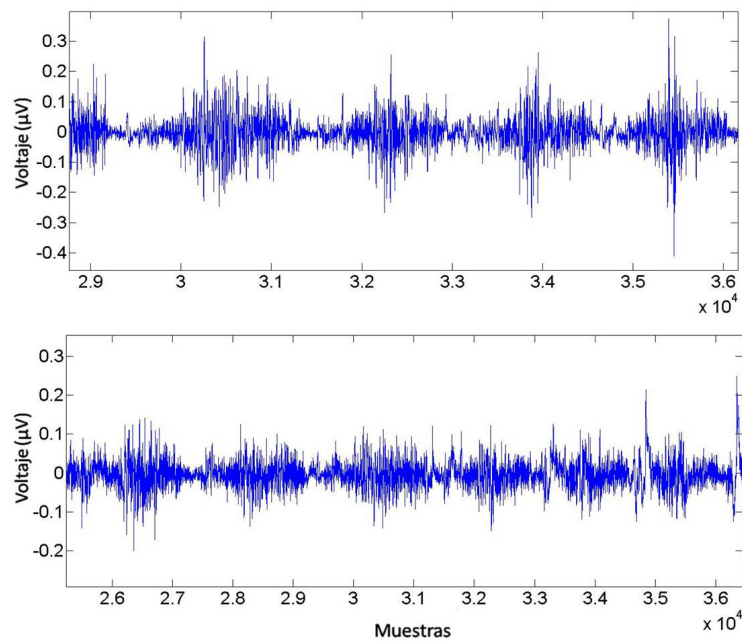


Figura 4.6: Señal EMG de músculo extensor (arriba) y flexor (abajo) de sujeto 1.

4.1.4 ADQUISICIÓN DE VIDEO.

La señal de video es necesaria para calcular la variable angular de la articulación tibio-femoral, por lo tanto se realizaron grabaciones de todos los experimentos que se hicieron. La grabación se llevó a cabo con la cámara de video Sony Handyman HDR-CX190 la cual graba 29 cuadros por segundo.



Figura 4.7: Ubicación de la cámara de video durante el experimento.

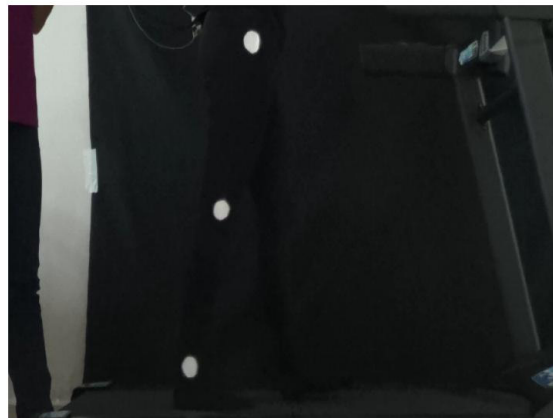


Figura 4.8: Ejemplo de un cuadro de la grabación del experimento, donde el sujeto de estudio realiza una de las actividades del experimento sobre la caminadora.

4.2 RESULTADOS.

Los resultados del procesamiento de las señales obtenidas durante el experimento de caminata se presentan a continuación.

4.2.1 ANÁLISIS DE LA SEÑAL EEG.

El objetivo del análisis de la señal EEG es el encontrar la región donde se localiza la mayor concentración de energía al momento de la locomoción, se siguió la metodología mencionada en el capítulo 3. Este procesamiento se le aplicó a los nueve electrodos que forman el sistema de adquisición de datos.

- Segmentación.

La segmentación de la señal EEG se realizó tomando en cuenta el triple parpadeo que se muestra en la señal EOG, las dos actividades de caminata serán nombradas EEGv1 para la primera actividad (caminata velocidad 1) y EEGv2 para la segunda actividad (caminata velocidad 2). La Figura 4.9 muestra la segmentación de la señal.

- Dominio de la frecuencia. Las señales EEGv1 y EEGv2 fueron transformadas al dominio de la frecuencia por medio de la transformada de Fourier con el comando *fft*, mostrando su espectro de frecuencias (Figura 4.10), en este se observa el rango de las bandas de frecuencia que participan en la locomoción (δ , θ , α y β).

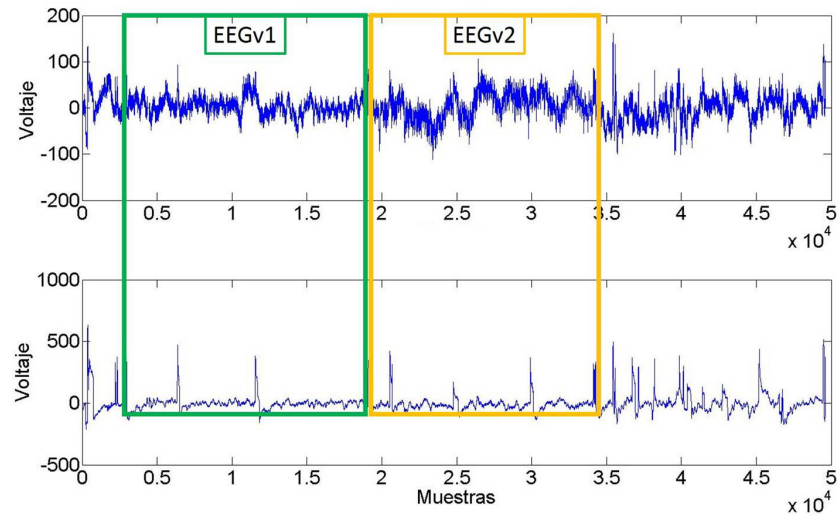


Figura 4.9: Segmentación de la señal EEG. Ejemplo de adquisición EEG correspondiente al electrodo C4 (arriba). Señal EOG indicando el cambio de velocidad en la caminata (abajo).

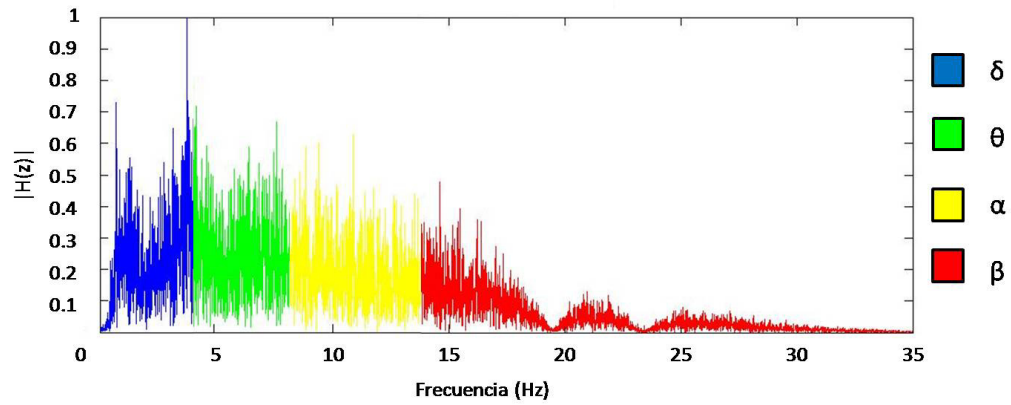


Figura 4.10: Espectro de frecuencias, donde se muestran las distintas bandas de frecuencias que se presentan en la señal EEG.

- Etapa de filtrado. En esta etapa del procesamiento de la señal se realizó el análisis las bandas α y β ya que son las más relevantes para locomoción. Para esto es necesario separar estas bandas y tenerlas de forma aislada. Por tal motivo se utilizó el filtro pasa-banda Chebyshev tipo 1 usando el comando *cheby1*, el resultado se observa en la Figura 4.11.

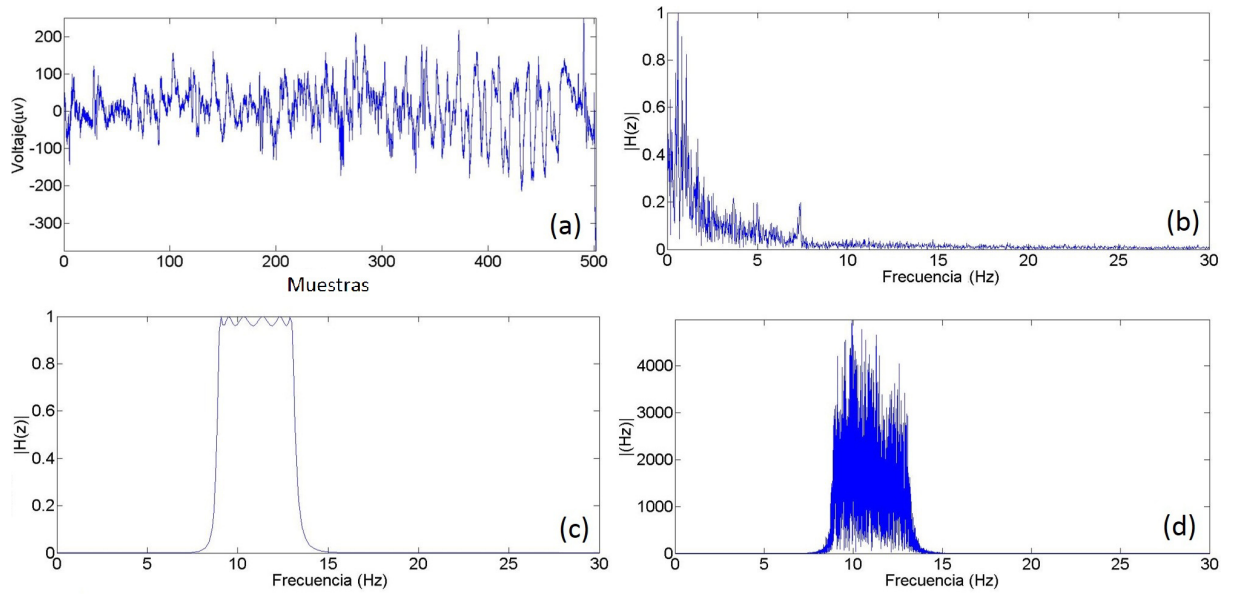


Figura 4.11: Ejemplo del preprocesamiento de la señal EEG correspondiente al electrodo C4 para la banda α . (a) Señal EEG electrodo C4. (b) Espectro de la señal EEG. (c) Filtro Chebysheve tipo 1. (d) Señal filtrada.

- Energía. La ultima etapa de este procesamiento es el cálculo de la energía, ésta se calculó en las diferentes actividades del experimentos, en las bandas de frecuencias de interés y cada uno de los electrodos del sistema de adquisición EEG. Los resultados se muestran en tablas de color normalizadas, promediadas de las 10 repeticiones que se realizó el experimento.

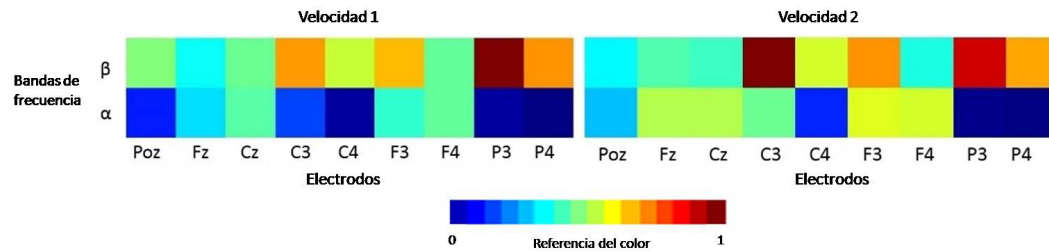


Figura 4.12: Tablas de energía promedio velocidad 1 y 2, sujeto 1.

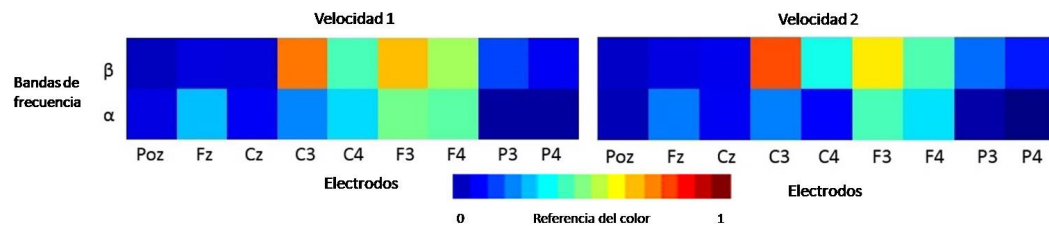


Figura 4.13: Tablas de energía promedio velocidad 1 y 2, sujeto 2.

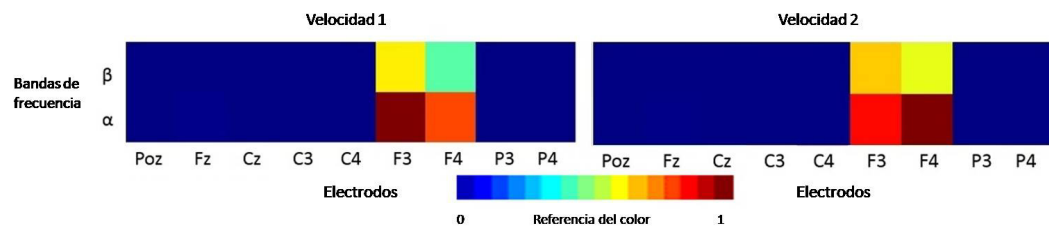


Figura 4.14: Tablas de energía promedio velocidad 1 y 2, sujeto 3.

La Figura 4.14 es diferente a las Figuras 4.12 y 4.13 ya que durante el experimento el sujeto 3 presento saturación en los electrodos por la sudoración durante el experimento. Las Figuras 4.12 y 4.13 tienen diferencia en las energías de sus electrodos ya que tienes diferentes pensamientos y distracciones durante el experimento.

4.2.2 ANÁLISIS DE SEÑAL EMG.

El análisis de la señal EMG se realizó con el fin de encontrar la máxima activación en los músculos de interés durante la locomoción, llevándose a cabo la metodología antes mencionada.

- Envolvente de la señal EMG. Al igual que la señal EEG, la señal EMG es transformada al dominio de la frecuencia utilizando la transformada de Fourier, teniendo el espectro de frecuencias se aplicó el filtro Butterworth pasa altas y después pasa bajas ambos filtros de orden 5, utilizando el comando *butter*, con esto se consigue la envolvente de la señal (Figura 4.15).
- Máxima activación y promedio. Obtenida la envolvente de la señal EMG se busca la activación máxima del experimento, guardando la onda que la contiene y después promediada con las 10 repeticiones del experimento.

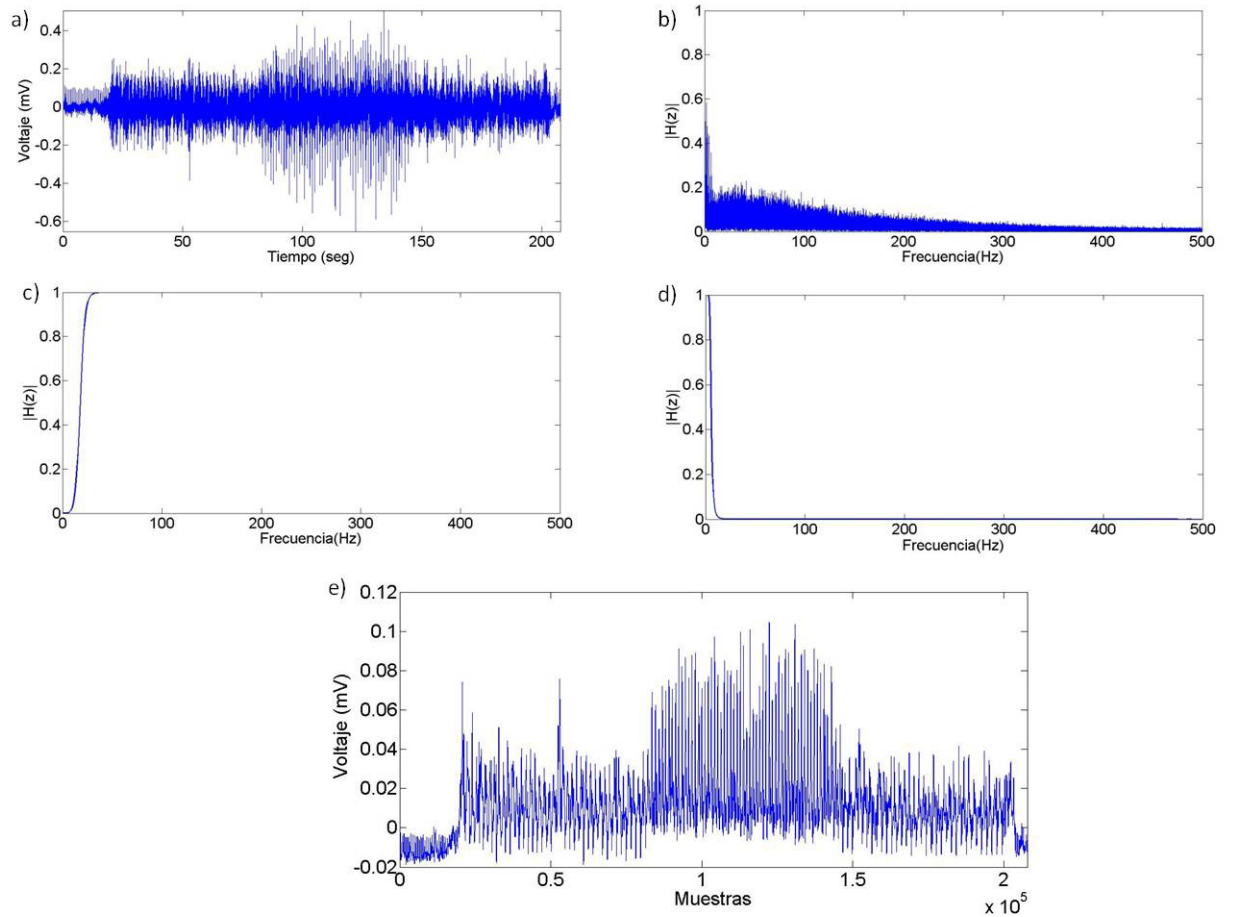


Figura 4.15: Ejemplo del procesamiento de la señal EMG. a) Señal EMG. b) Espectro de frecuencias de la señal EMG. c) Filtro Butterworth pasa altas. d) Filtro Butterworth pasa bajas. e) Envolvente de la señal EMG.

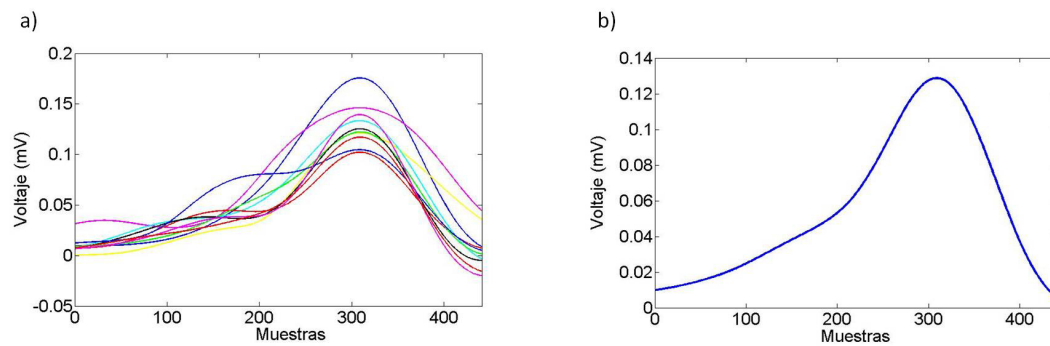


Figura 4.16: a) Máximos picos de activación. b) Pico promedio.

4.2.3 ANÁLISIS DE VARIABLE CINEMÁTICA.

Una característica de la caminata es el ángulo de la articulación tibio-femoral, la cual se obtuvo a partir de la señal de video, con la metodología anteriormente propuesta.

- Descomposición de imágenes. La señal de video nos muestra 29 imágenes por segundo, para obtener el ángulo a lo largo del tiempo, es necesario descomponer el video en las imágenes que lo componen.



Figura 4.17: Ejemplo de cuadro de la grabación del experimento.

- Escala de grises. Las imágenes vienen en formato RGB, sin embargo las ocupamos en escala de grises, para hacer esta conversión se utilizó el comando *rgb2gray*, cada pixel tomará un valor de entre 1 y 0 para marcar los distintos tonos de grises.



Figura 4.18: Ejemplo de cuadro en escala de grises.

- Binarización. El procesamiento de las imágenes continua con la binarización, la cual se realiza con el comando *im2bw* esto con el objetivo de tener solo dos tonos de color y poder delimitar regiones de interés. El umbral de tono de gris utilizado fue 0.7.

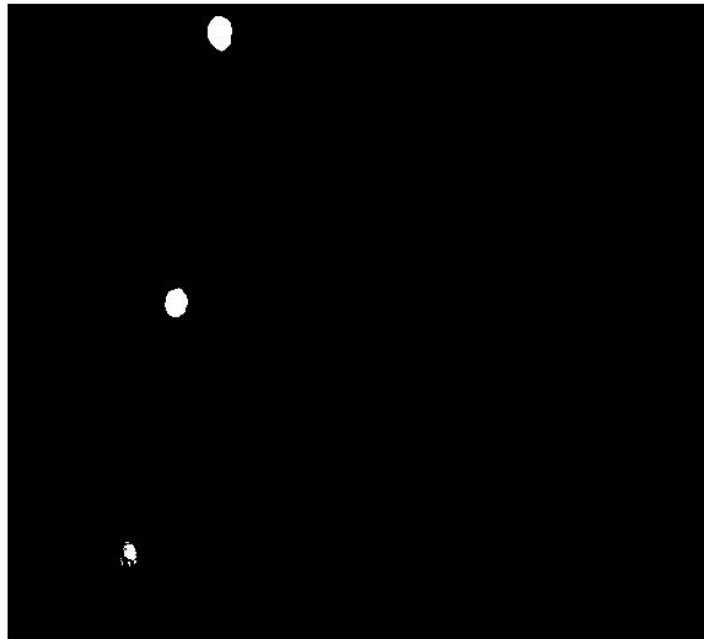


Figura 4.19: Ejemplo de cuadro binarizado.

- Filtro suavizador. Teniendo la imagen en blanco y negro, pueden existir algunos falsos blancos que no son las regiones interés, para eliminar estos se utilizó un filtro suavizador con una máscara promediadora de 5×5 píxeles con el comando *imfilter*.

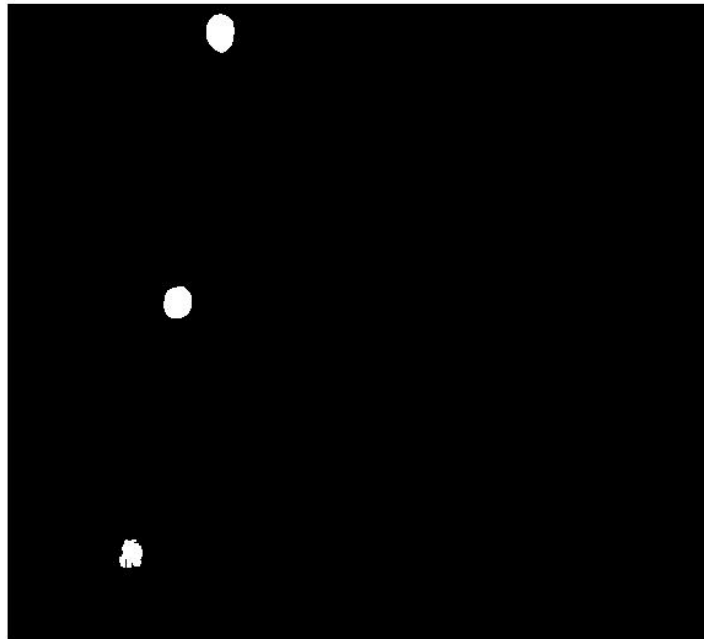


Figura 4.20: Ejemplo de cuadro filtrado.

- Identificación de regiones y centroides. Después de haber pasado por el filtro suavizador la imagen está preparada para que se identifiquen las regiones de interés que son las marcas blancas en el plano sagital, el comando que se utiliza para esta tarea es *regionprops* en el cual se puede utilizar la propiedad *centroid* para que nos arroje el par de coordenadas del centroide de las regiones identificadas en la imagen.

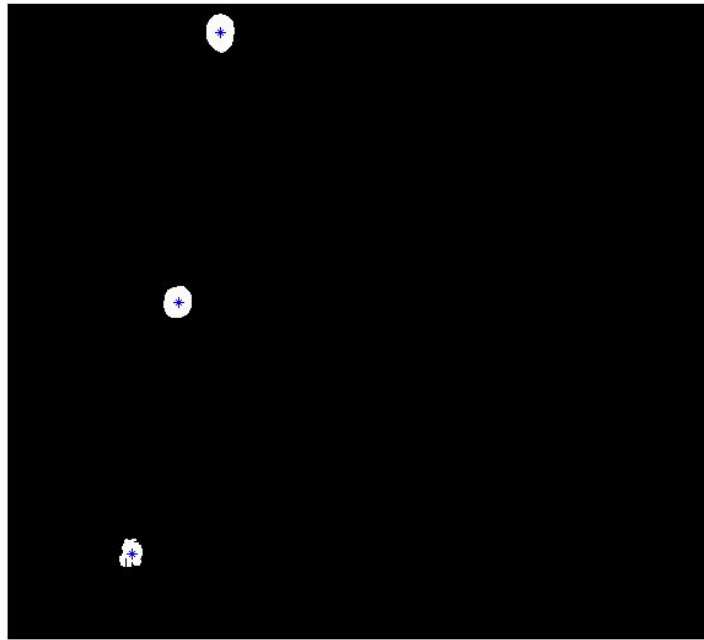


Figura 4.21: Ejemplo de cuadro con marcas en los centros regiones.

- Estimación de ángulos. Teniendo las coordenadas de los centros de las regiones de interés, las cuales son las marcas que se ubicaron en la cadera, rodilla y tobillo; se puede calcular el ángulo con métodos geométricos, tal como se discutió en el capítulo 3, para encontrar el ángulo tibio-femoral. En las siguientes figuras se muestran los resultados del ángulo calculado durante las actividades realizadas en el experimento.

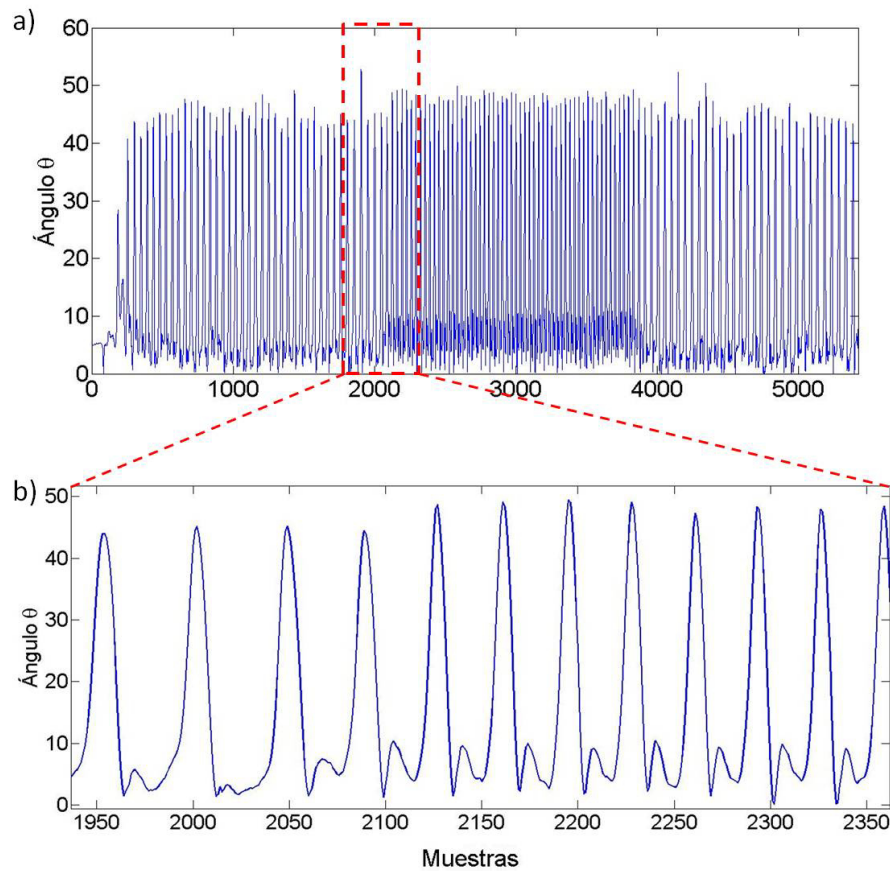


Figura 4.22: a) Ángulos sujeto 1. b) Acercamiento de la señal en el cambio de velocidad.

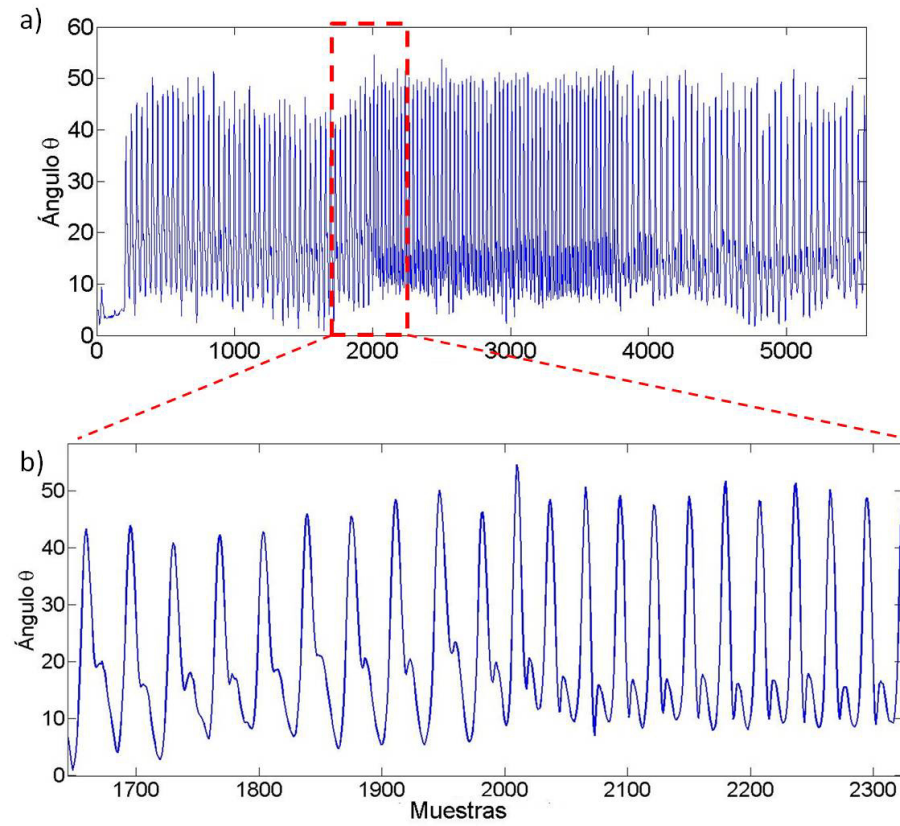


Figura 4.23: a) Ángulos sujeto 2. b) Acercamiento de la señal en el cambio de velocidad.

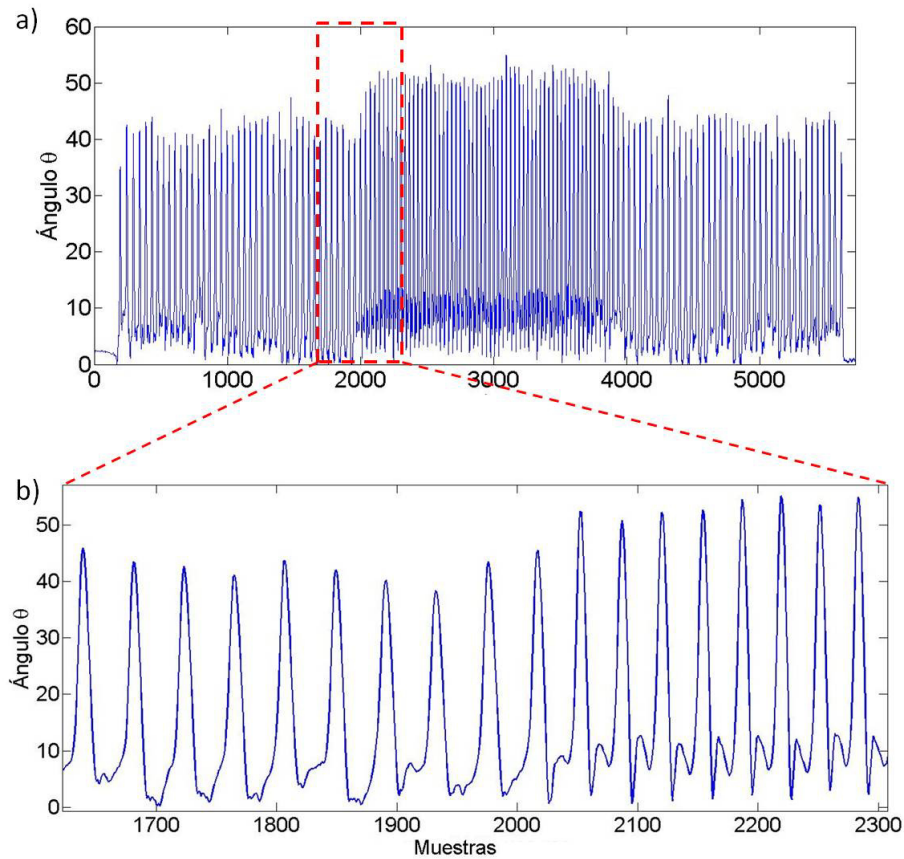


Figura 4.24: a) Ángulos sujeto 3. b) Acercamiento de la señal en el cambio de velocidad.

Los tres sujetos muestran que los grados del ángulo tibio-femoral se encuentran entre 40° y 45° , también se observa que la onda de caminata en la actividad 2 es mas constante que en la velocidad 1.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO.

5.1 CONCLUSIONES

El objetivo de este trabajo radica en conocer las características que se puedan obtener de las señales EEG y EMG después de una serie de procedimientos realizados a cada señal, así como las variables cinemáticas que aparecen en el ciclo de caminata. Esto para tener información sobre las intenciones de movimiento del usuario.

La señal EEG fue procesada para obtener los niveles de intensidad de energía que se presentan en la corteza cerebral durante el experimento de caminata. Los resultados que se mostraron en las tablas de color de las Figuras 4.12, 4.13 y 4.14. En los resultados del sujeto 3 podemos apreciar que hubo una mayor concentración de energía en los electrodos F3 y F4; sin embargo durante el experimento este sujeto presentó saturación en estos electrodos lo que no permite tener una buena observación de los experimentos. Respecto a los datos experimentales de los sujetos 1 y 2 muestran un comportamiento similar donde la mayor concentración de energía está en los electrodos C3 y P3 para la banda β . Marcando estas zonas como aquellas donde hay mayor actividad cerebral al momento de la locomoción.

Para la señal EMG se determinó la activación máxima que se puede presentar en las actividades que se realizaron durante el experimento. Por ello la Figura 4.16 nos presenta un gráfico de las ondas donde se presentó la mayor activación del músculo, la cual varía de entre 0.1 y 0.18 mV y se presentaron en la velocidad 2 del experimento. La onda promedio de los experimentos es de 1.3 mV lado derecho de la Figura 4.16. Esta onda es la activación máxima característica de la señal EMG.

Otro de los objetivos del experimento fue obtener el ángulo que se forma entre la tibia y el fémur, este se logró obtener por el procesamiento que se realizó a la grabación de video del experimento, los resultados mostrados en las Figuras 4.22, 4.23 y 4.24, muestran un comportamiento similar como lo es los grados de amplitud de la articulación en el plano sagital que oscila entre los 40° y 45° , teniendo en cuenta que los tres sujetos tenían distinta complejidad física como lo es la estatura. Teniendo esta similitud entre los 3 sujetos, la variable cinemática de la articulación tibio-femoral es una característica de la locomoción.

La identificación de los electrodos que concentran mayor energía en el momento de la locomoción y la señal creada con los ángulos de la articulación tibio-femoral, son de utilidad para encontrar una aproximación a un modelo que proporcione características para obtener una descripción confiable de las actividades realizadas. Adicionando el procesamiento de la señal EMG que dio una cuantificación de la actividad muscular, se podría vincular con la dinámica de la señal EEG y con la dinámica de las variables angulares de miembros inferiores, en particular la articulación tibio-femoral, el cual fue el caso de estudio de esta investigación.

5.2 TRABAJO A FUTURO.

El procesamiento de señales fisiológicas, en particular las relacionadas con actividad neural, es un área de conocimiento muy activa y que presenta actualmente muchos retos tanto científicos como tecnológicos. Las metodologías de procesamiento utilizadas en esta investigación nos permiten tener más conocimiento sobre actividades motrices particulares, en este caso caminata a dos diferentes velocidades. Las aplicaciones tecnológicas de este procesamiento pueden estar orientadas al desarrollo de algoritmos que interpreten la intención de movimiento del usuario, y que generen señales de control de dispositivos externos. Estos pueden ser dispositivos de asistencia tales como exoesqueletos, prótesis u órtesis. Sin embargo, la intención del usuario para realizar las tareas motrices que necesite implica un procesamiento rápido, adaptable y en línea de las señales fisiológicas. Dado que en este trabajo la metodología propuesta resuelve el problema de caracterización de cambio de velocidad en la caminata, la interpretación completa de la intención de movimiento del usuario requiere de un trabajo más extenso. Algunas directrices para alcanzar este objetivo serían las siguientes.

- Desarrollar un algoritmo de clasificación que de acuerdo con las características de las señales extraídas, determine la actividad motriz que el usuario desea realizar.
- Complementar el protocolo experimental para contar con una base de datos que contenga un amplio rango de movimientos voluntarios de miembros inferiores.
- Dado que todas las metodologías de procesamiento de esta investigación se realizaron fuera de línea, un trabajo futuro en este sentido sería la implementación en tiempo real y en un sistema digital específico.
- Respecto a las metodologías de procesamiento de la señal angular, es necesario realizar la estimación del movimiento completo del miembro inferior, es decir,

además de la estimación del ángulo de la articulación tibio-femoral se requeriría tener la estimación de ángulo de cadera y tobillo. Además, los algoritmos de procesamiento deberían ser más robustos a ruido en la imagen adquirida para evitar tener un entorno muy controlado durante la adquisición del video.

- Finalmente, la aplicación de este tipo de algoritmos como sistemas automáticos de interpretación de intención de movimiento del usuario requeriría encontrar relaciones matemáticas entre las señales procesadas, por ejemplo, proponer un modelo matemático que estime el movimiento angular de las articulaciones a partir de las señales EEG y EMG relacionadas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ALLEN B., R. R., «Encuesta nacional de salud y nutrición», *Instituto nacional de salud pública*, págs. 38–41, 2012.
- [2] ALMQUIST P. O., Z. R. R. L. E. C. F. T., ARNBJÖRNSSON A., «Evaluation of an external device measuring knee joint rotation: an in vivo study with simultaneous Roentgen stereometric analysis», *Journal of Orthopaedic Research*, **20**, págs. 427–432, 2002.
- [3] AYDEMIR O., K. T., POURZARE S., «Classifying Various EMG and EOG Artifacts in EEG Signal», *Przegląd Elektrotechniczny*, **88**, págs. 218–222, 2012.
- [4] BURKE D. P., D. C. P. R. R. B. F. C., KELLY S. P., «A Parametric Feature Extraction and Classification Strategy for Brain Computer Interfacing», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **13**(1), págs. 12–17, 2005.
- [5] CHAN M., Z. R., «Informe mundial sobre la discapacidad», *Organización Mundial de la Salud*, págs. 7–8, 2011.
- [6] D., W., *Biomechanics and motor control of human movement*, cuarta edición, John Wiley Sons, Ltd, 2009.
- [7] DEJNABADI H., A. K., JOLLES B. M., «A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes», *IEEE Transactions on biomedical engineering*, **52**(8), págs. 1478–1484, 2005.

-
- [8] DELORME A., M. S., «EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis», *Journal of Neuroscience Methods*, **134**, págs. 9–21, 2004.
 - [9] JU Z., W.-K. M. L. H., OUYANG G., «Surface EMG Based Hand Manipulation Identification Via Nonlinear Feature Extraction and Classification», *IEEE Sensors Journal*, **13**(9), págs. 3302–3311, 2013.
 - [10] NORDIN M., F. V. H., *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, cuarta edición, Lippincott Williams Wilkins, 2012.
 - [11] PETERSON T. H., C. B. A. N. J. B., WILLERSLEV-OLSEN M., «The motor cortex drive the muscle during walking in human subjects», *Journal of Physiology*, **590**(10), págs. 2443–2452, 2012.
 - [12] REIS P. M. R., G. F. V. v. T. L. M., HEBENSTREIT F., «Methodology aspects of EEG and body dynamics measurements during motion», *Frontier in Human Neuroscience*, **8**(156), 2014.
 - [13] SAEID S., C. J. A., *EEG signal processing*, primera edición, John Wiley Sons, Ltd, 2007.
 - [14] TORTORA G. J., D. B., *Principles of anatomy and physiology*, 12^a edición, John Wiley Sons, Ltd, 2009.
 - [15] WEI Q., G. S., WANG Y., «Amplitude and phase coupling measure for feature extraction in an EEG-based braincomputer interface», *Journal of Neural Engineering*, **4**, págs. 120–129, 2007.